

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
МОСКОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
имени М. В. Ломоносова

XXIX Международная конференция
студентов, аспирантов и молодых ученых
по фундаментальным наукам



Международный
молодежный научный форум

“ЛОМОНОСОВ–2022”

Секция “ФИЗИКА”

Подсекция
“АКУСТИКА”

Сборник тезисов докладов

МОСКВА
Физический факультет МГУ
2022

ПОДСЕКЦИЯ «АКУСТИКА»

Классические и новые типы акустических волн в твердых телах	3
Гавриков А. А.	3
Экспериментальное исследование дифракции ультразвука на тонком конусе с помощью метода последовательности максимальной длины	4
Лаптев А.Ю., Корольков А.И.	4
Анализ фрагментов крупных гематом человека после их разжижения методом гистотрипсии	6
Миронова А.А., Тюрина А.В., Пономарчук Е.М.	6
Особенности пространственной структуры полей линейных ультразвуковых датчиков для одновременного использования в диагностике и терапии	8
Нартов Ф.А.	8
Метод численного расчета генерации ультразвуковых волн разностной частоты в условиях формирования ударного фронта	10
Сергеева М.С., Тюрина А.В.	10
Методы оценки степени разрушения биологической ткани импульсным фокусированным ультразвуком	12
Соболева А.А., Пономарчук Е.М.	12
Использование лучевого приближения для компенсации аберраций при фокусировке ультразвуковых волн через кости черепа	14
Солонцов О.В., Чупова Д.Д.	14
Диагностика лёгочных заболеваний с помощью ультразвука	16
Сорокин С.С.	16
Экспериментальное исследование эффективности напечатанных на 3D-принтере конструкций в качестве вибродемпфирующих элементов	18
Шараев П.А., Кокшайский А.И.	18

5. Khokhlova T.D., et al. Dependence of boiling histotripsy treatment efficiency on HIFU frequency and focal pressure levels // *Ultrasound Med. Biol.* 2017. V. 43 (9). P. 1975-1985.
6. Wang Y.N., et al. Histological and biochemical analysis of mechanical and thermal bioeffects in boiling histotripsy lesions induced by high intensity focused ultrasound // *Ultrasound Med. Biol.* 2013. V. 39. P. 424-438.
7. Ponomarchuk E.M., et al. Ultrastructural analysis of volumetric histotripsy bio-effects in large human hematomas // *Ultrasound Med. Biol.* 2021. V. 47. P. 2608-2621.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ЛУЧЕВОГО ПРИБЛИЖЕНИЯ ДЛЯ КОМПЕНСАЦИИ АБЕРРАЦИЙ ПРИ ФОКУСИРОВКЕ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ВОЛН ЧЕРЕЗ КОСТИ ЧЕРЕПА

Солонцов О.В., Чупова Д.Д.

МГУ им. М.В. Ломоносова, физический факультет, Москва, Россия

E-mail: solov1938@gmail.com

При планировании транскраниальных операций с использованием мощного фокусированного ультразвука в клинической практике используются трехмерные акустические модели головы человека, построенные на основе данных рентгеновской компьютерной томографии (КТ) [1–6]. Эти модели используются для расчета фаз на элементах излучателя, необходимых для компенсации aberrаций, вызванных неоднородностями внутренней структуры, непостоянной толщиной костей черепа, неоднородностями геометрии его поверхностей, а также сильным различием акустических свойств черепа и окружающих тканей. КТ-изображения позволяют получить количественную информацию о распределении плотности и скорости звука в коже, черепе и тканях мозга. При этом, операция производится под контролем МРТ, которое дает лишь геометрическое описание структур. Таким образом, проведение операций осложняется необходимостью совмещать предварительно построенную модель головы пациента с ее реальным положением во время облучения. Из-за этого возникает вопрос о возможности построения модели головы по данным МРТ в режиме реального времени.

Для построения трехмерной акустической модели на основе данных МРТ использовалась пороговая сегментация срезов [1]. Целью данной работы являлся расчет набегов фаз на элементах решетки в лучевом приближении при фокусировке через модель черепа, построенную по данным МРТ. Рассматривалось два варианта лучевого приближения: с учетом и без учета преломления на границах различных сред.

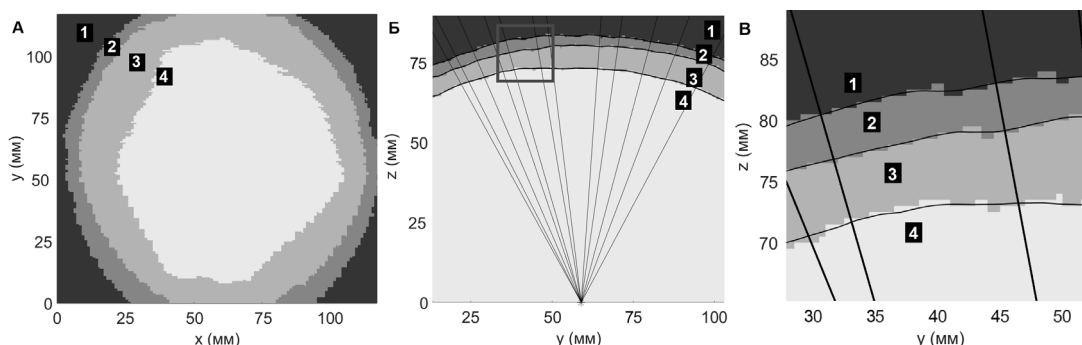


Рис.1 а) Пример горизонтального среза отсегментированных данных МРТ. б), в) Результат сглаживания границ между различными средами: 1 – вода, 2 – кожа, 3 – череп, 4 – мозг.

Для расчета набег фазы по лучам поводилось сглаживание границ сред, полученных путем пороговой сегментации (рис. 1а) [1]. Сглаживание производилось с по-

мощью фильтрации пространственного спектра Фурье изображения, с последующим усреднением по ближайшим точкам (рис.1б, в). Расчет точек пересечения луча, идущего от центра излучателя к фокусу, с поверхностями для случая без преломления выполнялся итерационным методом поиска пересечения прямой с поверхностью.

$$\tau(x_i, y_i) = \sum_{k=1}^4 \frac{l_k(x_i, y_i)}{c_k} \rightarrow \min, \quad (1)$$

Для случая с учетом преломления, точки пересечения луча с границами находилась с применением метода Нелдера–Мида [4] для минимизации времени прохождения звуком акустического пути (1). Здесь x_i, y_i – точки пересечения траектории луча с границами сред. На стартовом шаге метода брались точки пересечения поверхностей черепа с прямым лучом, проведенным от поверхности излучателя к фокусу. Здесь l_i – расстояния, пройденные лучом в различных средах, c_i – средние скорости звука в них, равные 1500 м/с для воды, 1451 м/с для кожи, 2208 м/с для кости и 1565 м/с для мозга. Скорости звука были рассчитаны путем усреднения скоростей, полученных на основе данных КТ [1]. Рассмотренный излучатель являлся плотно заполненной мозаичной решеткой из 256 элементов с апертурой и радиусом кривизны $D = F = 20$ см (рис.2а). Набеги фаз от фокуса вдоль лучей к центрам элементов решетки рассчитывались как $\varphi = 2\pi f\tau$, где $f = 1$ МГц – рабочая частота решетки (рис.2б).

В работе рассчитываются величины набега фаз вдоль лучей с учетом и без учета преломления на основе данных МРТ для сравнения с набегом фаз, полученным по данным КТ с учетом внутренней структуры кости черепа, и дальнейшего использования при расчете акустического поля с коррекцией aberrаций.

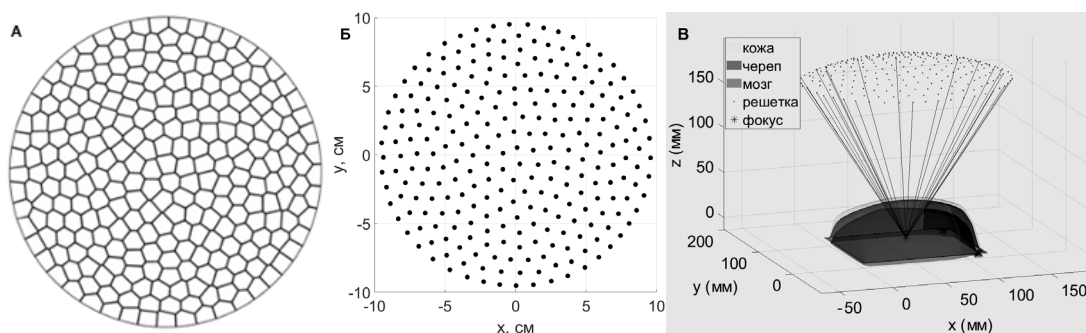


Рис.2 а) Схема многоэлементной мозаичной решетки. б) Проекция центров элементов решетки на горизонтальную плоскость. в) Акустическая модель решетки и головы, лучи, вдоль которых вычислялись набеги фаз.

Литература

1. Д.Д. Чупова, П.Б. Росницкий, Л.Р. Гаврилов, В.Е. Синицын, Е.А. Мершина, В.А. Хохлова, Коррекция aberrаций при транскраниальном облучении мозга мощным фокусированным ультразвуком с использованием данных КТ и МРТ при построении акустической модели головы человека // Сборник трудов XXXIV сессии Российского акустического общества, 2022, с. 920-925.
2. Д.Д. Чупова, П.Б. Росницкий, Л.Р. Гаврилов и В.А. Хохлова. Компенсация искажений фокусированных ультразвуковых пучков при транскраниальном облучении головного мозга на различной глубине. // Акустический журнал, 68(1):3–13, 2022.
3. P. Ghanouni, K. B. Pauly, W. J. Elias, Jaimie, Henderson, J. Sheehan, S. Monteith, and M. Wintermark, Transcranial MR-Guided Focused Ultrasound: A Review of the Technology and Neuro Applications // AJR Am J Roentgenol., 2015., vol. 205(1), pp. 150–159.
3. J. A. Nelder and R. Mead, A simplex method for function minimization // Computer Journal, 1965, vol. 7, p. 308–313.

4. W. Qiu, A. Bouakaz, E. E. Konofagou and H. Zheng, Ultrasound for the brain: a review of physical and engineering principles, and clinical applications // IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2021, vol. 68(1), pp. 6–20.
5. P.B. Rosnitskiy, P.V. Yuldashev, O.A. Sapozhnikov, L.R. Gavrilov, V.A. Khokhlova. Simulation of nonlinear trans-skull focusing and formation of shocks in brain using a fully populated ultrasound array with aberration correction // J. Acoust. Soc. Am., 2019, V. 146(3), pp. 1786–1798.

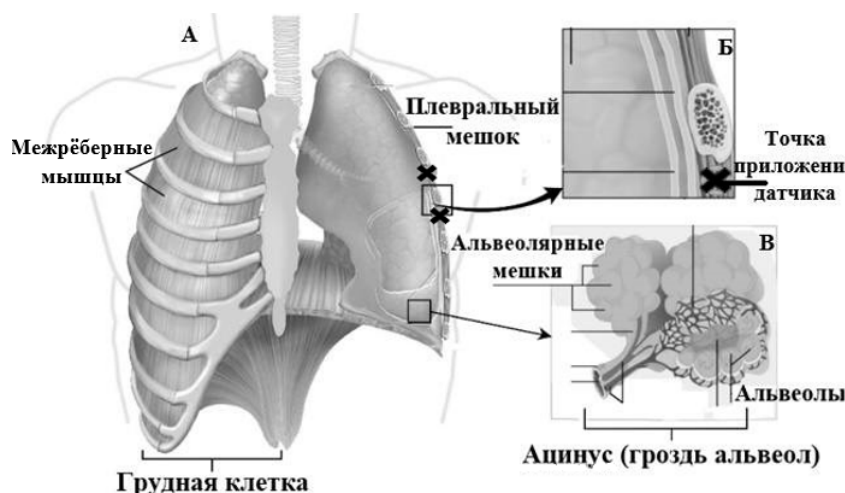
ДИАГНОСТИКА ЛЁГОЧНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ С ПОМОЩЬЮ УЛЬТРАЗВУКА

Сорокин С.С.

МГУ им. М.В. Ломоносова, физический факультет, Москва, Россия

E-mail: sorokin.sd20@physics.msu.ru

Работа носит обзорный характер, в ней рассматриваются основные особенности проведения ультразвуковых исследований (УЗИ) легких и возникающих при таких исследованиях артефактов на УЗИ изображениях [1]. Легкие являются сложным объектом для диагностики с помощью УЗИ, поскольку ультразвуковые волны практически полностью отражаются от границы ткань-воздух после прохождения мышечного слоя и двух слоев плевры с жидкостью между ними (Рис. 1, а, б). Лёгкие представляют из себя мягкий, губчатый, парный орган, состоящий из более 600.000.000 пузырчатых образований (альвеол), объединённых в грозди (ацинусы), которые в свою очередь объединены в дольки (дольки лёгкого) (Рис. 1, в). Характерный размер альвеол известен достаточно точно, что позволяет делать предположения об отражении от них ультразвука. Визуализация обычно проводится, используя межреберные промежутки, поскольку рёбра также не пропускают ультразвук, поэтому датчики располагают между рёбрами (Рис. 1, б). При УЗИ исследовании здорового лёгкого ультразвук проходит через мышечную ткань, плевральную полость и часть легкого. Акустический путь от датчика составляет примерно 10 – 20 мм до плевральной полости, содержащей наполненные воздухом альвеолы, ультразвуковые импульсы отражаются от неё, при этом возможны многократные отражения от датчика и полости (реверберация) (Рис. 1, б).



Характерные размеры фрагментов лёгкого:

Альвеолы – 0.2мм; Толщина двух плевр и пространства между ними варьируется от 0.2 до 0.4 мм.

Размер Ацинуса (грозди альвеол) – 3.5 мм.

Долька лёгкого (участок лёгкого из 16-18 ацинусов) – 1-2 см.

Рис.1. а) Общее строение лёгких с обозначением возможных точек приложения ультразвуковых датчиков. б) Строение плевры; в) строение ацинуса (альвеол). Именно благодаря дольчатому строению лёгких возникают артефакты в виде В-линий.